

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-237164

(43)Date of publication of application : 05.09.2000

(51)Int.Cl. A61B 5/055
 A61B 17/34
 A61B 19/00
 G01R 33/54

(21)Application number : 11-045936

(71)Applicant : HITACHI LTD
 HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 24.02.1999

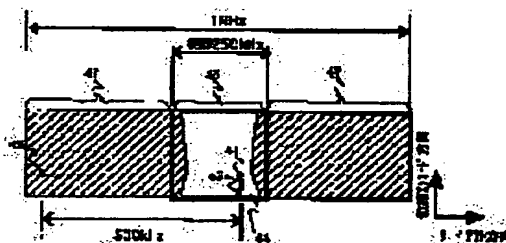
(72)Inventor : OCHI HISAAKI
 HIRATA TOMOTSUGU
 ITAGAKI HIROYUKI
 TSUKADA KEIJI

(54) MRI DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To allow an operator to easily recognize the position of a marker provided on a surgical instrument inserted into a body in an interventional MRI.

SOLUTION: A material containing 19F having a resonance frequency in the frequency band 47 cut off by a digital filter is used as a marker 41, the actual position of the marker 41 is calculated from the image 42 of the marker 41 appearing on the outside of the visual field, and the actual position of the marker 41 is displayed in color. The position of the marker 41 is displayed without being confounded with ambient organs, and an operator can easily recognize the position of the marker 41 without preparing an RF transceiver dedicated to 19F.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

⑧

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-237164
(P2000-237164A)

(43) 公開日 平成12年9月5日(2000.9.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード*(参考)	
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 9 0	4 C 0 6 0
17/34	3 1 0	17/34	3 1 0	4 C 0 9 6
19/00	5 0 2	19/00	5 0 2	
G 0 1 R 33/54		5/05	3 8 0	
			3 8 2	
審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 9 頁) 最終頁に続く				

(21) 出願番号 特願平11-45936

(22) 出願日 平成11年2月24日(1999.2.24)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(72) 発明者 越智 久晃
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内
(74) 代理人 100068504
弁理士 小川 勝男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 M R I 装置

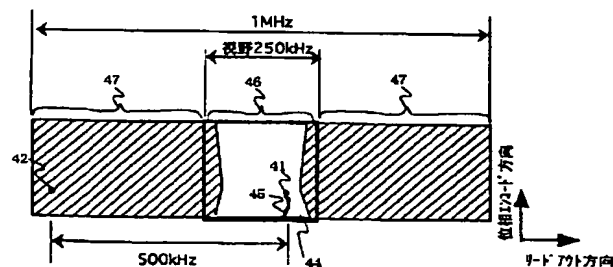
(57) 【要約】

【課題】 インターベンショナルMRIに於いて、術者が体内に挿入する手術用具が具備するマーカの位置を容易に認識できるMRI装置を提供する。

【解決手段】 デジタルフィルタにより切り捨てている周波数帯域47中の共鳴周波数をもつ19Fを含む物質をマーカ41として用いて、視野の外に出現するマーカの像42から、マーカの実際の位置を計算して、マーカの実際の位置をカラー表示する。

【効果】 19Fに専用のRF送受信装置を用意することなく、マーカの位置が周囲の臓器に紛れてして表示されることがない。

図 4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 静磁場空間に置かれた検査対象に、励起 RF パルスと傾斜磁場とを印加する手段と、前記検査対象から生じる核磁気共鳴信号をサンプリングする手段と、前記励起 RF パルスと前記傾斜磁場の印加のパルスシーケンス制御を行なうシーケンス制御手段と、サンプリングされた前記核磁気共鳴信号を演算処理する演算手段と、演算処理の結果を表示する表示手段とを具備し、前記シーケンス制御手段は、側面又は内部にマーカを具備する手術用具を前記検査対象の内部に挿入した状態で、同じサイズの視野をもつ複数の画像を少なくとも一定期間連続して撮影するための前記パルスシーケンス制御を行ない、前記演算手段は、前記サンプリングされた前記核磁気共鳴信号のデータに対して、前記視野の外部の周波数領域の前記核磁気共鳴信号のデータを切り捨てるデジタルフィルタリング処理を行ない、前記デジタルフィルタリング処理を行なった後の前記核磁気共鳴信号のデータに基づいて画像を再構成する画像再構成を行ない、前記デジタルフィルタリング処理を行なう前の前記核磁気共鳴信号のデータを 2 次元逆フーリエ変換して得た画像の視野の外部に出現する前記マーカを含む画像から、前記マーカの前記検査対象に於ける実際の位置を求める演算を行ない、求められた前記実際の位置が、前記デジタルフィルタリング処理後の前記核磁気共鳴信号のデータを 2 次元逆フーリエ変換した画像に重ねて、前記複数の画像を連続して前記表示手段に表示される MRI 装置であって、前記デジタルフィルタリング処理により切り捨てている周波数帯域中の核磁気共鳴周波数をもつ原子核を含む物質を前記マーカとして使用することを特徴とする MRI 装置。

【請求項 2】 前記手術用具が手術用カテーテルであることを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【請求項 3】 前記手術用具が内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【請求項 4】 前記手術用具が生検の道具であることを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【請求項 5】 前記マーカがフッ素 (^{19}F) を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【請求項 6】 前記演算手段は、前記デジタルフィルタリング処理を行なう前の前記核磁気共鳴信号のデータを 2 次元逆フーリエ変換した画像の視野外の領域で輝度の高いポイントを抽出する演算を行ない、水素原子核の磁気共鳴周波数と前記マーカを構成する物質の原子核の磁気共鳴周波数との差だけ、リードアウト方向に前記ポイントを平行移動して前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【請求項 7】 前記マーカの位置の前記実際の位置が、表示手段にカラー表示されることを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【請求項 8】 前記マーカを含み直交する 2 つの断面を撮

影して 2 つの画像を得て、それぞれの前記画像から前記マーカの 3 次元空間座標の 2 座標を求めることにより、前記マーカの 3 次元空間での位置を特定することを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に係わり、特に手術中の術者を支援する MRI 装置に係わる。

【0002】

【従来の技術】 MRI では高い組織コントラスト分解能で、任意の断層像が得られ、X 線被爆がない等の特徴を生かして、MRI を画像診断だけでなく、生検針のガイドや治療のモニター、内視鏡やカテーテルのガイド等に応用する試みがインターベンショナル MRI として注目されている。インターベンショナル MRI (術中 MRI) では、術者 (医師) は、MR 画像で手術用具の位置等を観察しながら手術用具を体内に挿入していく。即ち、同じサイズの視野をもつ MR 画像を連続して撮影していき、複数枚の MR 画像を順にディスプレイに表示することにより、医師は手術中の体内の様子を把握できる。

【0003】 体内に挿入する手術用具の位置を、検査対象 (人体) の画像に重ねあわせて表示し、術者に示す技術はトラッキング技術と呼ばれる。インターベンショナル MRI では、体内に挿入する手術用具を監視するための撮影と、検査対象 (人体) の撮影は、ほぼ同時に並行して行なうことが望ましい。この理由は、体内に挿入する手術用具の位置も、手術の進行に伴って時々刻々と変化していき、同時に検査対象 (人体) の位置情報も呼吸や体動に伴って時々刻々と変化していくためである。従来技術として、このように MRI をガイドとして用いる手術に於いて、体内に挿入する手術用具を監視するための撮影と、検査対象 (人体) の撮影をほぼ同時に並行して行なう方法が提案されている。

【0004】 第 1 の従来技術 (特開平 5-293094 号公報) では、体腔内に挿入する核磁気共鳴装置用体腔内プローブの先端に水素原子核を含んだマーカを設け撮影する。マーカには水素原子核が含まれているので、マーカの形状を、例えば、十文字のような形にしておき、検査対象とともに撮影すれば、撮影した画像の中にマーカの形状が確認でき、体腔内プローブの先端位置を術者は知ることができる。

【0005】 第 2 の従来技術 (特開平 10-277009 号公報) では、体腔内に挿入する挿入器具の先端に水素原子核と異なる核種 (例えば、 ^{19}F) を含んだマーカを設け、水素原子核撮影用の RF 送受信装置に加えて、水素原子核と異なる核種 (例えば、 ^{19}F) 撮影用の RF 送受信装置を用意し、2 種類の核種を撮影する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】第1の従来技術に記載される方法では、マーカに含まれている水素原子核とほぼ同じ緩和時間を持つ臓器内にマーカが位置する場合、画像の輝度がほぼ同じになるため、術者がマーカの位置、形状を認識することが困難であるという問題があった。また、スライス厚を、例えば、10cm程度に厚くして撮影を行なうと、画像内の臓器等の他の陰影にマーカが紛れてしまい、術者がマーカの位置、形状を認識することが困難になるという問題があった。

【0007】一方、第2の従来技術に記載された方法では、水素原子核と異なる核種（例えば、 ^{19}F ）をマーカとして用いるため、画像内の臓器等の他の陰影にマーカが紛れてしまい、術者がマーカの位置、形状を認識することが困難になるという上記の問題は克服できる。しかし、水素原子核撮影用のRF送受信装置に加えて、もう1つ別系統のRF送受信装置を用意する必要があるため、装置のコストが増大するという問題があった。

【0008】本発明の目的は、上記の問題を解消し、新たにRF送受信装置を用意することなく、画像内の周囲の臓器等の陰影にマーカが紛れてしまい、術者がマーカの位置、形状を認識できなくなるという従来技術の問題を克服するMRI装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】以下の説明では、サンプリングされたデータに対して視野の外の周波数領域を切り捨てるデジタルフィルタリング処理をリサンプリング処理と呼ぶ。

【0010】本発明のMRI装置の特徴は、核磁気共鳴信号の高速A/D変換、リサンプリング処理等の信号処理を行なっている周知のデジタルRFシステムに於けるリサンプリング処理に於いて、デジタルフィルタにより切り捨てている周波数帯域中の共鳴周波数をもつ物質（例えば、 ^{19}F ）をマーカとして用い、視野の外に出現するマーカの像からマーカの実際の位置を計算し、トラッキングに利用する点にある。本発明のMRI装置の特徴を詳細に説明すると以下の通りである。

【0011】本発明のMRI装置は、静磁場空間に置かれた検査対象に、励起RFパルスと傾斜磁場とを印加する手段と、検査対象から生じる核磁気共鳴信号をサンプリングする手段と、励起RFパルスと傾斜磁場の印加のパルスシーケンス制御を行なうシーケンス制御手段と、サンプリングされた核磁気共鳴信号を演算処理する演算手段とを、演算処理の結果を表示する表示手段とを具備し、シーケンス制御手段は、側面又は内部にマーカを具備する手術用具を検査対象の内部に挿入した状態で、同じサイズの視野をもつ複数の画像を少なくとも一定期間連続して撮影するためのパルスシーケンス制御を行ない、演算手段は、サンプリングされた核磁気共鳴信号のデータに対して、視野の外部の周波数領域の核磁気共鳴

信号のデータを切り捨てるデジタルフィルタリング処理を行ない、デジタルフィルタリング処理を行なった後の核磁気共鳴信号のデータに基づいて画像を再構成する画像再構成を行ない、デジタルフィルタリング処理を行なう前の核磁気共鳴信号のデータを2次元逆フーリエ変換して得た画像の視野の外部に出現するマーカを含む画像から、マーカの検査対象に於ける実際の位置を求める演算を行ない、求められた実際の位置が、デジタルフィルタリング処理後の核磁気共鳴信号のデータを2次元逆フーリエ変換した画像に重ねて、複数の画像を連続して表示手段に表示されるMRI装置であって、デジタルフィルタリング処理により切り捨てている周波数帯域中の核磁気共鳴周波数をもつ原子核を含む物質をマーカとして使用する。上記MRI装置の構成において、手術用具が手術用カテーテルであること、手術用具が内視鏡であること、手術用具が生検の道具あることに特徴を有し、マーカがフッ素（ ^{19}F ）を含むこと、演算手段は、デジタルフィルタリング処理を行なう前の核磁気共鳴信号のデータを2次元逆フーリエ変換した画像の視野外の領域で輝度の高いポイントを抽出する演算を行ない、水素原子核の磁気共鳴周波数とマーカを構成する物質の原子核の磁気共鳴周波数との差だけ、リードアウト方向に上記のポイントを平行移動して表示手段に表示すること、マーカの位置の実際の位置が表示手段にカラー表示されることに特徴を有し、更に、マーカを含み直交する2つの断面を撮影して2つの画像を得て、それぞれの画像からマーカの3次元空間座標の2座標を求めることにより、マーカの3次元空間での位置を特定することにも特徴がある。

【0012】本発明では、インターベンショナルMRIに於いて、デジタルフィルタにより切り捨てている周波数帯域中の共鳴周波数をもつ ^{19}F を含む物質をマーカとして具備する手術用具を体内に挿入して撮影を行ない、視野の外に出現するマーカの像を検出して、マーカの実際の位置を計算して、マーカの実際の位置を表示手段にカラー表示する。この結果、 ^{19}F に専用のRF送受信装置を用意することなく、マーカの位置が周囲の臓器に紛れてして表示されることがなく、術者は、体内に挿入する手術用具が具備するマーカの位置を容易に認識できる。

【0013】

【発明の実施の形態】図3にデジタルRFシステムを備えたMRI装置の構成の一例を示す。MRI装置は、核磁気共鳴を利用して検査対象の断層像を計測する装置である。図3に於いて、検査対象103は、静磁場を発生するマグネット101、及び傾斜磁場を発生するコイル102内に置かれる。傾斜磁場発生コイル102は、互いに直交する3軸の傾斜磁場コイルから構成される。シーケンサ104は傾斜磁場電源105とRFパルス（高周波磁場）発生器106に命令を送り、傾斜磁場を

傾斜磁場コイル102より発生し、RFパルスをプローブ107より発生する。

【0014】RFパルスはRFパルス発生器106の出力をRFアンプ115により増幅しプローブ107を通じて検査対象103に印加される。検査対象103から発生した核磁気共鳴信号はプローブ107により受波される。プローブ107は検査対象103の内部に挿入される場合もある。プローブ107により受波された信号は、受信器108でA/D変換（サンプリング）され、検波が実行される。検波の基準とする中心周波数（磁気共鳴周波数）は、シーケンサ104によりセットされる。検波された信号は計算機（演算処理手段）109に送られ、計算機109でリサンプリング処理された後、画像再構成等の信号処理が実行される。信号処理の結果はディスプレイ110に表示される。

【0015】必要に応じて、記憶媒体111に検波された信号や測定条件を記憶させることもできる。静磁場均一度を調整する必要がある時は、シムコイル112を使う。シムコイル112は複数のチャネルからなり、シム電源113により電流が供給される。静磁場均一度調整時には、複数のチャネルの各コイルに流れる電流をシーケンサ104により制御する。シーケンサ104はシム電源113に命令を送り、静磁場不均一を補正するような付加的な磁場をシムコイル112より発生させる。なお、シーケンサ104は、MRI装置を構成する各部がプログラムされたタイミング、強度で動作するように制御を行なう。このプログラムのうち、特にRFパルスの印加、傾斜磁場の印加、核磁気共鳴信号の受信のタイミングや、RFパルスと傾斜磁場の強度を記述したものは撮影シーケンスと呼ばれている。

【0016】図1は、本発明が適用される撮影シーケンスの具体例を示す。図1に於いて、横軸は時間を、縦軸はRFパルスや傾斜磁場等の強度を表す。図1に於いて、スライス方向の傾斜磁場4と同時にRFパルス1を印加し、所望のスライス内部の原子核を励起する。次に、リードアウト方向の傾斜磁場2の極性を負から正に反転させると、エコー（磁気共鳴信号）6が発生する。エコー6の波形をA/D変換（サンプリング）する。3は位相エンコード方向の傾斜磁場である。

【0017】ここで、リードアウト傾斜磁場2の強度が14.5mT/mで、視野を40cmに設定するとき、デジタルRFシステムを用いない場合はサンプリングレートを $1/(42.5759 \times 0.0145 \times 0.4) = 4$ マイクロ秒に設定する。視野は、リードアウト傾斜磁場の強度とサンプリングレートの積に反比例するため、サンプリングレートを速くすると、リードアウト方向の視野は大きくなる。一方、デジタルRFシステムを用いる場合は、視野と無関係に1マイクロ秒等の十分高速なレートでサンプリングを行なう。ここで、デジタルRFシステムのサンプリングレートを1マイクロ秒と

し、リードアウト傾斜磁場の強度が14.5mT/mで、視野を40cmとする場合を考えると、デジタルRFシステムを用いない場合に対して、4倍のポイント数でサンプリングを行ない、4倍の視野のデータを取得することになる。デジタルRFシステムに於いては、サンプリング後、メモリに格納されたデータに対してデジタルフィルタリング処理を施し、視野（40cm）の外の周波数領域を切り捨てるリサンプリング処理を行なう。

【0018】図1に示す計測を、位相エンコード傾斜磁場3の強度を一定値だけ変化させながら、位相エンコード方向の画素数と同じ回数だけ繰り返す。この繰り返しの間隔はTrと呼ばれる。例えば、Tr=20ミリ秒で、位相エンコード方向の画素数が128の場合、撮影に要する時間は $0.02 \times 128 = \text{約} 2.5$ 秒となる。位相エンコードの数に等しい個数の得られたエコーのデータにリサンプリング処理を施した後、2次元逆フーリエ変換を実行すると、所望のスライスの視野40cmの2次元像が得られる。以上が、本発明が適用されるデジタルRFシステムを備えたMRI装置の構成および撮影シーケンスの説明である。

【0019】本発明の実施の形態として、静磁場強度0.2TのMRI装置を用い、カテーテルの先端に¹⁹Fを含む物質で構成されるマーカを取り付けた実施例について、以下説明する。マーカはカテーテルの先端付近の外周側面に接着剤等で取り付ければ良い。0.2Tにおける水素原子核の磁気共鳴周波数は約8.52MHz、¹⁹Fの磁気共鳴周波数は約8.02MHzであり、500kHz異なっている。ここで、リードアウト傾斜磁場強度が14.5mT/mとし、視野を40cmに設定するとき、デジタルRFシステムを用いない場合はサンプリングレートを $1/(42.5759 \times 0.0145 \times 0.4) = 4$ マイクロ秒に設定する。このとき、図4に示すように、40cmの視野に割り当てられる周波数帯域は250kHzである。一方、本実施例ではデジタルRFシステムを用い、デジタルRFシステムのサンプリングレートを1マイクロ秒とする。即ち、デジタルRFシステムを用いない場合に対して、4倍のポイント数サンプリングを行ない、4倍の視野（周波数帯域で1MHz）のデータを取得する。図4に於いて、横軸はリードアウト方向、縦軸は位相エンコード方向を示す。

【0020】デジタルRFシステムに於いてはサンプリング後、メモリに格納されたデータに対してデジタルフィルタリング処理を施し、視野46（40cm）の外の周波数領域47を切り捨てる処理（リサンプリング処理）を行なう。リサンプリング処理後のデータを2次元逆フーリエ変換すると視野40cm（周波数帯域250kHz）の画像が得られる。ここで、リサンプリング処理前のデータを2次元逆フーリエ変換すると、水素原子核と¹⁹Fの磁気共鳴周波数が500kHz異なっているため、リードアウト方向に周波数にして500kHzだ

け平行移動した位置にマーカ41の像42が出現する。像42が出現する領域47には人体像44が存在しないため、背景の輝度は十分暗く、像42を見つけることは容易であるため、コンピュータによる自動抽出も簡単にできる。抽出した像42の位置を500kHzだけリードアウト方向に平行移動し、リサンプリング処理後のデータを2次元逆フーリエ変換した画像を、例えば、赤色等の目立つ色でカラー表示すると、術者は容易にカテーテル45の先端位置を認識出来る。

【0021】本実施例では、このようにして、19Fに専用のRF送受信装置を用意することなく、且つ、マーカの位置が周囲の臓器に紛れてして表示されることなく、術者がマーカの位置を容易に認識できるという効果がある。

【0022】即ち、本実施例では、マーカの像は、デジタルフィルタリングにより切り捨てられる視野の外部に出現し、一方、実空間でマーカの周囲に存在する臓器の像は視野内に出現し、リサンプリング処理後のデータを2次元逆フーリエ変換した画像を目立つ色でカラー表示することから、マーカの像が周囲の臓器の像に紛れてして表示されることがない。本実施例の方法を用いれば、MRI装置本体のハードウェアの仕様変更を行なう必要は何もなく、デジタルフィルタリングにより情報を捨てていた周波数成分の有効活用ができる。

【0023】図2は、本実施例を説明するフローチャートを示す。図1に示した撮影シーケンスにより撮影を行ない、核磁気共鳴信号のサンプリングを行ない、データを第1のメモリに格納する(処理21-2)。第1のメモリに格納されたデータにリサンプリング処理を施して視野外の周波数領域を切り捨てたデータを第2のメモリに格納する(処理21-3)。処理21-2と処理21-3の2つの処理を、位相エンコード量を変えながら(処理21-1)、画像の位相エンコード数だけ繰り返す(処理20)。第1のメモリに格納された2次元データを逆フーリエ変換して得られた画像を第3のメモリに格納し、第2のメモリに格納された2次元データを逆フーリエ変換して得られた画像を第4のメモリに格納する(処理22-1、処理23)。第3のメモリに格納された画像は4倍の視野(周波数帯域で1MHz)をもつ画像(以下、4倍視野画像という)である。第4のメモリに格納された画像は視野40cm(周波数帯域250kHz)の画像である。第3のメモリに格納された4倍視野画像の中で視野外の領域47から高輝度のポイント42を抽出する(処理22-2)。処理22-2で抽出した高輝度のポイント42を+500kHzだけリードアウト方向に平行移動したポイント41を計算する(処理22-3)。処理22-3で計算したポイント41を、第4のメモリに格納した画像に赤色で表示する。

【0024】また、図7に示すように、マーカ41が、周波数の中心(リードアウト方向での視野中心)48よ

りもd kHzだけ周波数が低いリードアウト方向の位置に位置する場合、マーカ41の像42は折り返して、4倍視野画像の右端からd kHz周波数が低いところに平行移動した位置に出現する。このような場合、像42の位置からマーカの位置を計算する方法について述べる。像42の位置から4倍視野画像の右端までの周波数の差がd kHzのとき、4倍視野画像の左端から(500-d) kHzだけ平行移動したポイントを計算する。この場合、リードアウト方向で、4倍視野画像の右端と、周波数帯域で250 kHzの視野の左端とがつながっているものと考え、像42を+500 kHzだけ平行移動したポイントを計算することと等価となる。

【0025】また、図5に示すように、カテーテルの進行方向に沿って、カテーテル45の外周面上の複数点にマーカ41(41-1、41-2、…、41-8)を取り付け、デジタルフィルタリングにより切り捨てられる領域に出現する複数のマーカの像を抽出し、複数のマーカの像を+500 kHzだけ平行移動し、リサンプリング処理後のデータを2次元フーリエ変換した画像に、赤色等の目立つ色でカラー表示すると、術者は、容易にカテーテルの全体位置を認識出来る。

【0026】図6は、複数個のマーカを取り付けたカテーテルを血管の内部に挿入した場合の表示画面を模式的に示した図であり、血管61の内側にポイント60-1、60-2、…、60-8がカラー表示されている。

【0027】また、スライス厚を、例えば、10 cm程度に厚くした2種類の断面を撮影することにより、マーカの3次元空間の位置を特定できる。例えば、コロン断面を撮影することにより、3次元空間のマーカのx座標とz座標が求まり、サジタル断面を撮影することにより、3次元空間のマーカのy座標とz座標が求まる。即ち、マーカの3次元空間の位置を特定できる。

【0028】以上、本発明を特定の形態について説明したが、上記以外の形態についても同様に、デジタルRFシステムのリサンプリング処理に於いてデジタルフィルタにより切り捨てている周波数帯域中の共鳴周波数をもつ原子核を含む物質をマーカとして用い、視野の外に出現するマーカの像から、マーカの実際の位置を計算することにより、インターベンショナルMRIの術者は、マーカの位置を容易に認識できる。即ち、マーカを構成する物質に専用のRF送受信装置を用意することなく、且つ、マーカの位置が周囲の臓器に紛れてして表示されることなく、術者が容易にマーカの位置を認識できるという効果がある。マーカを構成する物質は、デジタルフィルタにより切り捨てている周波数帯域中の共鳴周波数をもつ原子核を含んでいれば、19F以外の原子核を含む物質でも良い。また、体内に挿入する手術用具は、カテーテル以外に、内視鏡、生検針でも良い。内視鏡にマーカを取り付ける場合、取り付ける場所は外周の側面に限らず、例えば、図8に示すように、内視鏡の前面に取り付

【0029】

【図面の簡単な説明】

【図 2】本発明の実施例を説明するフローチャートを示す。

【図 4】本発明の実施例に於いてリサンプリング処理前のデータをフーリエ変換した画像の例を示す図。

【図7】本発明の実施例に於いてリサンプリング処理前のデータをフーリエ変換した画像の例を示す図。

【図8】本発明の実施例に於いてマーカ付き内視鏡の例を示す図。

【符号の説明】

１…励起ＲＦパルス、２…リードアウト方向の傾斜磁場、３…位相エンコード方向の傾斜磁場、４…スライス方向の傾斜磁場、５…エコー、６…静磁場を発生するマグネット、７…傾斜磁場を発生するコイル、８…検査対象、９…シーケンサ、１０…傾斜磁場電源、１１…ＲＦパルス発生器、１２…プローブ、１３…ＲＦパワーアンプ、１４…受信器、１５…計算機、１６…ディスプレイ、１７…記憶媒体、１８…シムコイル、１９…シム電源。

图 1

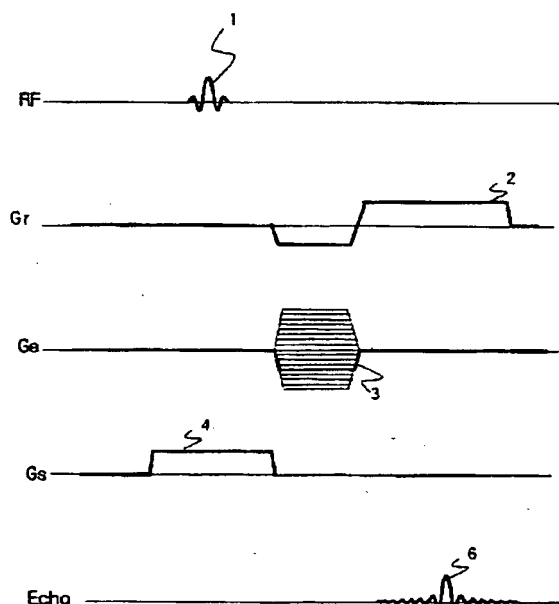
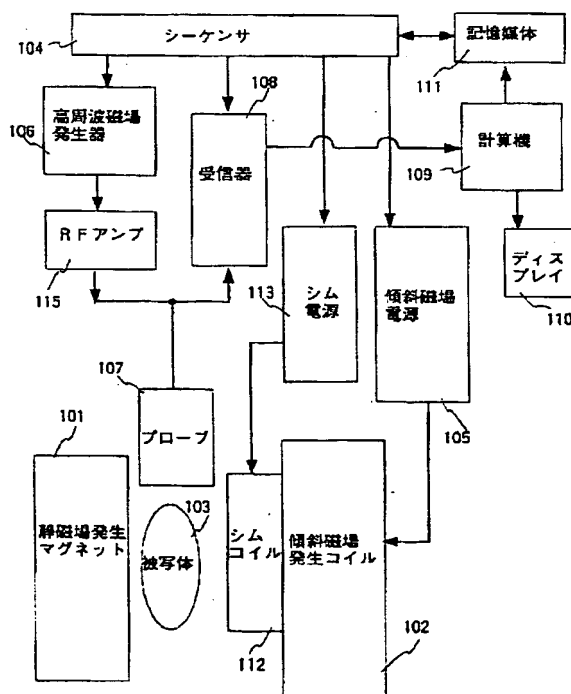
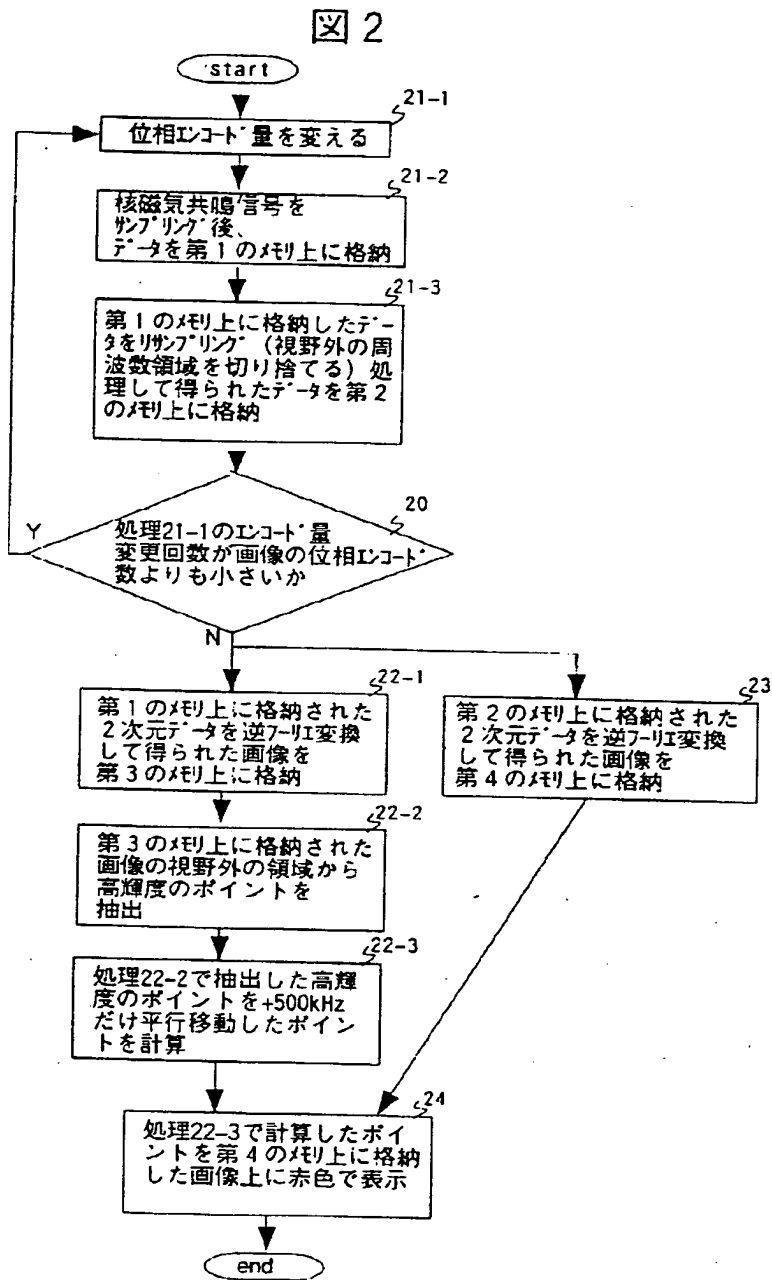


图 3

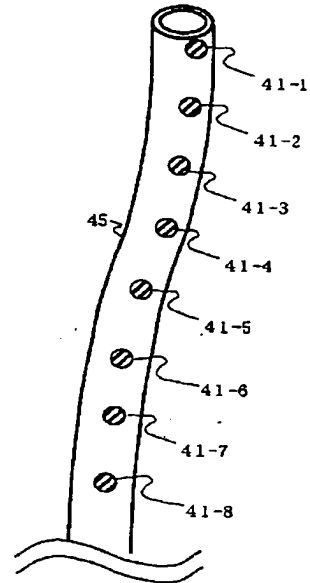


【図2】



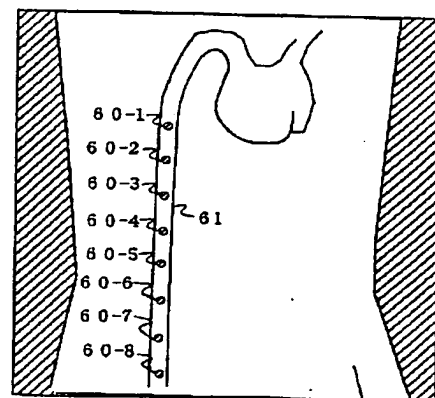
【図5】

図5



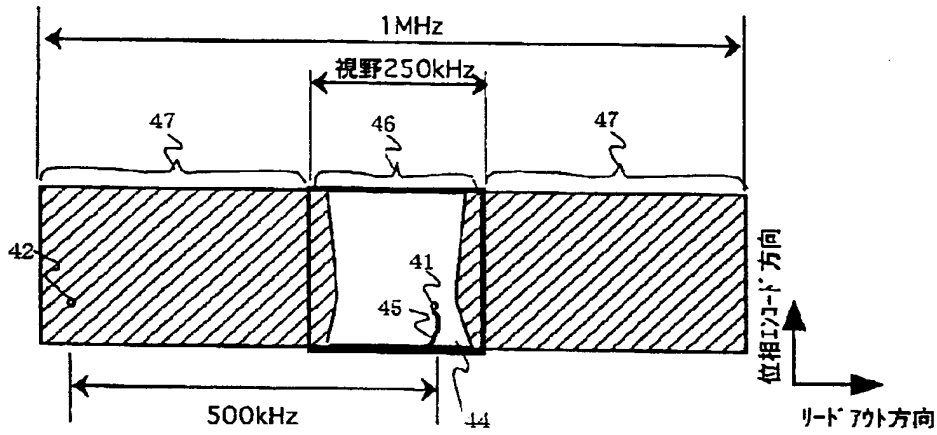
【図6】

図6



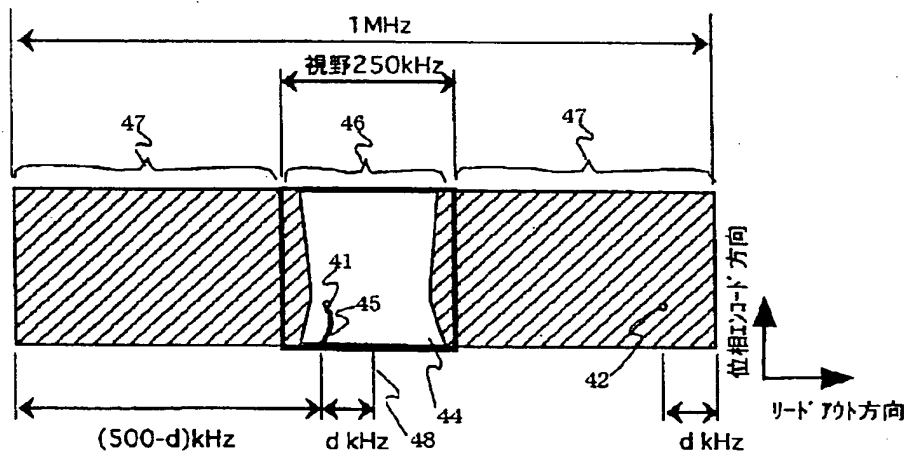
【図4】

図4



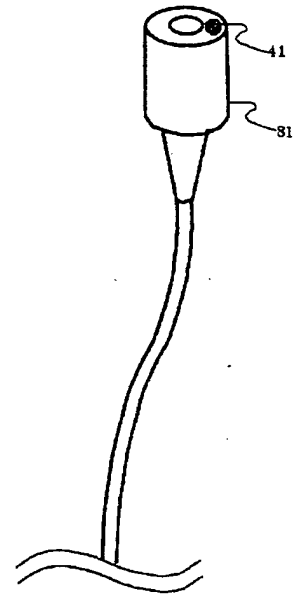
【図7】

図7



【図8】

図8



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7

識別記号

F I

ターマート (参考)

G 0 1 N 24/02

5 3 0 Y

(72) 発明者 平田 智嗣

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 塚田 啓二

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 板垣 博幸

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

F ターム (参考) 4C060 FF27 FF38

4C096 AA01 AA18 AB37 AB50 AD02

AD13 AD14 AD15 BA04 DA01

DA02 DA09 DB02 DB10 DB19

DC27 DC33 DC35 DC40 DD01

DD07 DD13

THIS PAGE BLANK (USPTO)